

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-088092
 (43)Date of publication of application : 04.04.1995

(51)Int.CI. A61B 5/0245

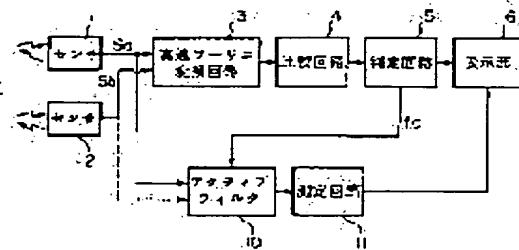
(21)Application number : 05-241731 (71)Applicant : SEIKO EPSON CORP
 (22)Date of filing : 28.09.1993 (72)Inventor : AMANO KAZUHIKO
 HAYAKAWA MOTOMU
 KITAZAWA KOJI

(54) PULSE WAVE DETECTION DEVICE AND EXERCISE INTENSITY MEASURING DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To identify the physical motion of a living human body in exercise from his blood pulsation and to measure the intensity of the exercise.

CONSTITUTION: Signals Sa, Sb emitted from sensors 1, 2 worn by an examinee in exercise become the signals where blood pulse waves are superposed by physical motion components. These signals Sa, Sb are, after being Fourier transformed by a high speed Fourier circuit 3, compared by a comparison circuit 4 as to the amplitude of their model frequency component (frequency component of pulse wave and physical motion). A determination circuit 5, then, identifies the pulse wave from the physical motion based on the comparison results and a display section 6 displays the pulsation corresponding with the basic frequency of the pulse wave. The display section 6 also displays the change of exercise intensity decided by the decision circuit 5. Consequently, the change of exercise intensity for the examinee may be observed while the person is in exercise.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 27.09.2000

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3387171

[Date of registration] 10.01.2003

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平7-88092

(43)公開日 平成7年(1995)4月4日

(51)Int.Cl.⁶
A 61 B 5/0245識別記号
A 61 B 5/0245
7638-4C序内整理番号
F I
A 61 B 5/ 02技術表示箇所
3 1 0 B

審査請求 未請求 請求項の数19 O.L (全12頁)

(21)出願番号

特願平5-241731

(22)出願日

平成5年(1993)9月28日

(71)出願人 000002369
セイコーエプソン株式会社
東京都新宿区西新宿2丁目4番1号

(72)発明者 天野 和彦
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコ
エプソン株式会社内

(72)発明者 早川 求
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコ
エプソン株式会社内

(72)発明者 北澤 浩二
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコ
エプソン株式会社内

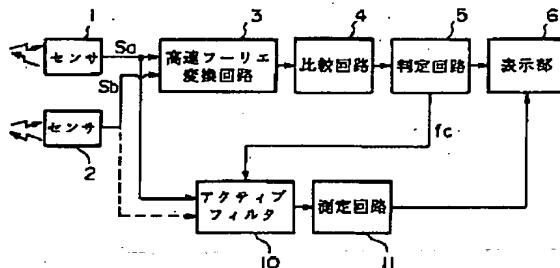
(74)代理人 弁理士 鈴木 喜三郎 (外1名)

(54)【発明の名称】 脈波検出装置および運動強度測定装置

(57)【要約】

【目的】 運動中における生体の体動と血液脈動とを識別し、また、運動強度を測定する。

【構成】 1, 2は波長660nm, 940nmのフォトカプラ型のフォトセンサであり、運動する被測定者に装着されたセンサ1、2から出力される信号S a, S bは、血液脈波に体動成分が重複された信号となる。これらの信号S a, S bは、高速フーリエ変換回路3によってフーリエ変換された後、比較回路4で代表的な周波数成分(脈波と体動の周波数成分)について振幅が比較される。そして、判定回路5は、この比較結果に基づいて脈波と体動とを識別し、表示部6は脈波の基本周波数に対応した脈拍を表示する。さらに、表示部6では、判定回路5が判定する運動強度の変化を表示する。この結果、被測定者の運動強度の変化を運動中に観測することができる。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 異なる波長の光を生体組織に照射したとき得られる透過光または反射光の光量を検出する光量検出手段と、
前記光量検出手段の検出信号に含まれる周波数成分の振幅を、前記各波長の光について比較し、その振幅の比の関係から前記生体の体動波と血液脈動波を識別する識別手段とを具備することを特徴とする脈波検出装置。

【請求項2】 異なる波長の光を生体組織に照射したとき得られる透過光または反射光の光量を検出する光量検出手段と、
前記光量検出手段の検出信号に含まれる周波数成分の振幅を、前記各波長の光について比較し、その振幅の比の関係から前記生体の体動波と血液脈動波を識別する識別手段と、

前記識別手段によって識別された体動波の振幅を、前記異なる波長の光について比較し、その振幅の比の変化から前記生体の運動強度を測定する測定手段とを具備することを特徴とする運動強度測定装置。

【請求項3】 異なる波長の光を生体組織に照射したとき得られる透過光または反射光の光量を検出する光量検出手段と、
前記光量検出手段の検出信号に含まれる周波数成分の振幅を、前記各波長の光について比較し、その振幅の比の関係から前記生体の体動波と血液脈動波を識別する識別手段と、

前記識別手段によって識別された体動波と血液脈動波の振幅を比較し、その振幅の比の変化から前記生体の運動強度を測定する測定手段とを具備することを特徴とする運動強度測定装置。

【請求項4】 酸素ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光度が変化しない波長の光を、前記異なる波長の光の一つとして用い、前記測定手段は、この光の検出信号に含まれる血液脈動波の振幅を基準値とし、この基準値と他の光の検出信号に含まれる血液脈動波の振幅とを比較することにより前記生体の運動強度を測定することを特徴とする請求項2または3記載の運動強度測定装置。

【請求項5】 前記光量検出手段、前記識別手段、前記測定手段の少なくともいずれか一つは、測定時においてのみ給電されるように構成されていることを特徴とする請求項2, 3, 4いずれかに記載の運動強度測定装置。

【請求項6】 前記光量検出手段、前記識別手段、前記測定手段の少なくともいずれか一つは、測定タイミングが間欠的に設定され、かつ、測定タイミングにおいてのみ給電されるように構成されていることを特徴とする請求項2, 3, 4いずれかに記載の運動強度測定装置。

【請求項7】 前記給電は、パルス電流による給電であることを特徴とする請求項5または6記載の運動強度測定装置。

【請求項8】 異なる波長の光を生体組織に照射したと

10

20

30

40

50

2

きに得られる透過光または反射光の光量を検出する光量検出手段と、

前記光量検出手段の検出信号を前記各波長の光毎に周波数解析する周波数解析手段と、

前記周波数解析手段の解析結果が予め定めたいずれの態様に属するかにより、前記生体組織における血液脈動周波数を特定する脈動周波数特定手段とを具備することを特徴とする脈波検出装置。

【請求項9】 異なる波長の光を生体組織に照射したとき得られる透過光または反射光の光量を検出する光量検出手段と、
前記光量検出手段の検出信号を前記各波長の光毎にフーリエ変換するフーリエ変換手段と、

前記フーリエ変換手段が output する前記各波長の光毎のスペクトラムを比較し、この比較結果が予め定めたいずれの態様に属するかにより、前記生体組織における血液脈動周波数を特定する脈動周波数特定手段とを具備することを特徴とする脈波検出装置。

【請求項10】 異なる波長の光を生体組織に照射したとき得られる透過光または反射光の光量を検出する光量検出手段と、
前記光量検出手段の検出信号を前記各波長の光毎にフーリエ変換するフーリエ変換手段と、

前記フーリエ変換手段が output する前記各波長の光毎のスペクトラムを比較し、この比較結果が予め定めたいずれの態様に属するかにより、前記生体組織における血液脈動周波数を特定する脈動周波数特定手段と、
前記光量検出手段の検出信号のうち、前記脈動周波数特定手段が特定した周波数成分およびその高調波成分を通過させるフィルタ手段とを具備することを特徴とする脈波検出装置。

【請求項11】 前記脈動周波数特定手段の特定結果を記憶する記憶手段と、
この記憶手段の記憶内容を表示する表示手段とを具備することを特徴とする請求項8～10いずれかに記載の脈波検出装置。

【請求項12】 前記フィルタ手段の出力波形を記憶する波形記憶手段と、
この波形記憶手段に記憶されてる波形を表示する波形表示手段とを具備することを特徴とする請求項10記載の脈波検出装置。

【請求項13】 前記測定手段の測定結果を記憶する運動強度記憶手段と、この運動強度記憶手段内の測定結果を表示する運動強度表示手段とを具備することを特徴とする請求項2～7いずれかに記載の運動強度測定装置。

【請求項14】 前記光量検出手段は、異なる波長の光を照射する複数の発光手段および前記各発光手段の反射光を受光する複数の受光手段を有し、前記各発光手段および前記各受光手段は、各々指の幅方向に沿って配列されることを特徴とする請求項2～4いずれかに記載の運動

強度測定装置。

【請求項15】前記光量検出手段は、異なる波長の光を照射する複数の発光手段および前記各発光手段の反射光を受光する複数の受光手段を有し、前記各発光手段および前記各受光手段は、各々指の幅方向に沿って配列されることを特徴とする請求項1、8、9、10いずれかに記載の脈波測定装置。

【請求項16】前記光量検出手段または前記識別手段の少なくともいずれか一つは、測定時においてのみ給電されるように構成されていることを特徴とする請求項1、8、9、10いずれかに記載の脈波検出装置。

【請求項17】前記光量検出手段または前記識別手段の少なくともいずれか一つは、測定タイミングが間欠的に設定され、かつ、測定タイミングにおいてのみ給電されるように構成されていることを特徴とする請求項1、8、9、10いずれかに記載の脈波検出装置。

【請求項18】前記給電は、パルス電流による給電であることを特徴とする請求項16または17記載の脈波検出装置。

【請求項19】前記光量検出手段は、異なる波長の光を照射する複数の発光手段および前記各発光手段の反射光を受光する複数の受光手段を有し、前記各発光手段および前記各受光手段は、各々指の幅方向に沿って配列されることを特徴とする請求項1、8、9、10いずれかに記載の脈波検出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】この発明は、生体が運動している場合においても、脈拍、脈波あるいは運動強度を正確に検出することができる脈波検出装置および運動強度測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】生体から脈拍や脈波を検出する装置は、種々のものが開発されているが、そのほとんどは生体が安静な状態でないと正確な測定ができない。これは、生体が動くと、その体動と脈波とが混合されて検出されてしまい、脈波だけを抽出して観測することができなくなるためである。

【0003】一方、運動中の人の脈拍や脈波の状態を検出することは、運動管理や健康管理に極めて重要なことであるため、運動中の生体の脈を正確に検出したいという要求は高い。

【0004】ここで、特公昭63-34731号公報に示される脈拍計は、脈拍が中心的な値から所定の範囲以上に乱れた場合は、それをキャンセルし、正常な脈のみを用いて脈拍を検出するようにしている。したがって、この装置によれば、生体が一時的に僅かに動いて脈が乱れるような場合には、その乱れた脈の部分をキャンセルし、正しい脈に対してだけ検出を行うことができる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述した従来の装置にあっては、生体が連続的に運動を行う場合には、脈拍が順次変化していくため、キャンセルする脈が多くなり、正確な脈の検出は全くできなくなるという欠点があった。

【0006】さらに、運動中の生体、特に人体の運動強度が測定できれば、その運動量の管理に極めて好適であるが、従来装置では運動強度の測定は不可能であった。

【0007】この発明は、上述した事情に鑑みてなされたもので、生体の体動と血液脈動とを識別することができる脈波検出装置を提供することを目的としている。

【0008】また、この発明の他の目的は、生体の運動強度を検出する運動強度検出装置を提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】上述した課題を解決するために、請求項1に記載の発明においては、異なる波長の光を生体組織に照射したときに得られる透過光または反射光の光量を検出する光量検出手段と、前記光量検出手段の検出信号に含まれる周波数成分の振幅を、前記各波長の光について比較し、その振幅の比の関係から前記生体の体動波と血液脈動波を識別する識別手段とを具備することを特徴とする。

【0010】また、請求項2に記載の発明においては、異なる波長の光を生体組織に照射したときに得られる透過光または反射光の光量を検出する光量検出手段と、前記光量検出手段の検出信号に含まれる周波数成分の振幅を、前記各波長の光について比較し、その振幅の比の関係から前記生体の体動波と血液脈動波を識別する識別手段と、前記識別手段によって識別された体動波の振幅を、前記異なる波長の光について比較し、その振幅の比の変化から前記生体の運動強度を測定する測定手段とを具備することを特徴とする。

【0011】請求項3に記載の発明においては、異なる波長の光を生体組織に照射したときに得られる透過光または反射光の光量を検出する光量検出手段と、前記光量検出手段の検出信号に含まれる周波数成分の振幅を、前記各波長の光について比較し、その振幅の比の関係から前記生体の体動波と血液脈動波を識別する識別手段と、前記識別手段によって識別された体動波と血液脈動波の振幅を比較し、その振幅の比の変化から前記生体の運動強度を測定する測定手段とを具備することを特徴とする。

【0012】請求項4に記載の発明においては、請求項2または3に記載の発明において、酸素ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光度が変化しない波長の光を、前記異なる波長の光の一つとして用い、前記測定手段は、この光の検出信号に含まれる血液脈動波の振幅を基準値とし、この基準値と他の光の検出信号に含まれる血液脈動波の振幅とを比較することにより前記生体の運動

強度を測定することを特徴とする。

【0013】請求項5に記載の発明においては、請求項2、3、4いずれかに記載の運動強度測定装置において、前記光量検出手段、前記識別手段、前記測定手段の少なくともいずれか一つは、測定時においてのみ給電されるように構成されていることを特徴とする。

【0014】請求項6に記載の発明においては、請求項2、3、4いずれかに記載の運動強度測定装置において、前記光量検出手段、前記識別手段、前記測定手段の少なくともいずれか一つは、測定タイミングが間欠的に設定され、かつ、測定タイミングにおいてのみ給電されるように構成されていることを特徴とする。

【0015】請求項7に記載の発明においては、請求項5または6記載の運動強度測定装置において、前記給電は、パルス電流による給電であることを特徴とする。

【0016】請求項8に記載の発明においては、異なる波長の光を生体組織に照射したときに得られる透過光または反射光の光量を検出する光量検出手段と、前記光量検出手段の検出信号を前記各波長の光毎に周波数解析する周波数解析手段と、前記周波数解析手段の解析結果が予め定めたいずれの態様に属するかにより、前記生体組織における血液脈動周波数を特定する脈動周波数特定手段とを具備することを特徴とする。

【0017】請求項9に記載の発明においては、異なる波長の光を生体組織に照射したときに得られる透過光または反射光の光量を検出する光量検出手段と、前記光量検出手段の検出信号を前記各波長の光毎にフーリエ変換するフーリエ変換手段と、前記フーリエ変換手段が outputする前記各波長の光毎のスペクトラムを比較し、この比較結果が予め定めたいずれの態様に属するかにより、前記生体組織における血液脈動周波数を特定する脈動周波数特定手段とを具備することを特徴とする。

【0018】請求項10に記載の発明においては、異なる波長の光を生体組織に照射したときに得られる透過光または反射光の光量を検出する光量検出手段と、前記光量検出手段の検出信号を前記各波長の光毎にフーリエ変換するフーリエ変換手段と、前記フーリエ変換手段が outputする前記各波長の光毎のスペクトラムを比較し、この比較結果が予め定めたいずれの態様に属するかにより、前記生体組織における血液脈動周波数を特定する脈動周波数特定手段と、前記光量検出手段の検出信号のうち、前記脈動周波数特定手段が特定した周波数成分およびその高調波成分を通過させるフィルタ手段とを具備することを特徴とする。

【0019】請求項11に記載の発明においては、請求項8～10いずれかに記載の発明において、前記脈動周波数特定手段の特定結果を記憶する記憶手段と、この記憶手段の記憶内容を表示する表示手段とを具備することを特徴とする。

【0020】請求項12に記載の発明においては、請求

項10に記載の発明において、前記フィルタ手段の出力波形を記憶する波形記憶手段と、この波形記憶手段に記憶されている波形を表示する波形表示手段とを具備することを特徴とする。

【0021】請求項13に記載の発明にあっては、請求項2～7記載の運動強度測定装置において、前記測定手段の測定結果を記憶する運動強度記憶手段と、この運動強度記憶手段内の測定結果を表示する運動強度表示手段とを具備することを特徴とする。

【0022】請求項14に記載の発明は、請求項2～4に記載の発明において、前記光量検出手段は、異なる波長の光を照射する複数の発光手段および前記各発光手段の反射光を受光する複数の受光手段を有し、前記各発光手段および前記各受光手段は、各々指の幅方向に沿って配列されることを特徴とする。

【0023】請求項15に記載の発明は、請求項1、8、9、10、11、12いずれかに記載の発明において、前記光量検出手段は、異なる波長の光を照射する複数の発光手段および前記各発光手段の反射光を受光する複数の受光手段を有し、前記各発光手段および前記各受光手段は、各々指の幅方向に沿って配列されることを特徴とする。

【0024】請求項16に記載は発明は、請求項1、8、9、10いずれかに記載の脈波検出装置にあって、前記光量検出手段または前記識別手段の少なくともいずれか一つは、測定時においてのみ給電されるように構成されていることを特徴とする。請求項17に記載の発明は、請求項1、8、9、10いずれかに記載の脈波検出装置にあって、前記光量検出手段または前記識別手段の少なくともいずれか一つは、測定タイミングが間欠的に設定され、かつ、測定タイミングにおいてのみ給電されるように構成されていることを特徴とする。

【0025】請求項18に記載の発明は、請求項16または17記載の脈波検出装置にあって、前記給電は、パルス電流による給電であることを特徴とする。

【0026】請求項19に記載の発明にあっては、請求項1、8、9、10いずれかに記載の脈波検出装置にあって、前記光量検出手段は、異なる波長の光を照射する複数の発光手段および前記各発光手段の反射光を受光する複数の受光手段を有し、前記各発光手段および前記各受光手段は、各々指の幅方向に沿って配列されることを特徴とする。

【0027】

【作用】異なる波長の光を生体組織に照射したときに得られる透過光または反射光の光量は、動脈中の酸素ヘモグロビンと静脈中の還元ヘモグロビンの吸光率の影響を受ける。この場合、酸素ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとでは、光の波長によって吸光率が異なる。また、生体が運動している場合には、その体動が動脈血および静脈血の双方に重畠される。したがって、光量検出手段が

検出する光量は、波長による吸光率の影響および体動による影響を受ける。このため、前記光量検出手段の検出信号に含まれる周波数成分の振幅を、前記各波長の光について比較すると、その振幅の比の関係から前記生体の体動波と血液脈動波が識別される（請求項1）。

【0028】また、還元ヘモグロビンの吸光度は、その酸素結合度、すなわち、運動強度に応じて変動する。したがって、体動波と血液脈動波が識別されれば、体動波の振幅を、前記異なる波長の光について比較し、その振幅の比の変化から前記生体の運動強度が測定される（請求項2）。また、体動波と血液脈動波の振幅を比較し、その振幅の比の変化からも前記生体の運動強度を測定することができる（請求項3）。

【0029】酸素ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光度が変化しない波長の光を、測定光の一つとして用いれば、この光の受光光量は基準値として用いることができる（請求項4）。

【0030】また、光量検出手段の検出信号を周波数解析し、この解析結果が予め定めたいずれの態様に属するかによっても、血液脈動周波数を特定することができる（請求項5）。

【0031】周波数解析の一手段として、フーリエ変換を用い、これにより得られるスペクトラムを比較することによって、血液脈動周波数を特定することができる（請求項6）。

【0032】さらに、特定した周波数成分およびその高調波成分を通過させるフィルタ手段とを具備すれば、脈波を検出することができる（請求項7）。

【0033】

【実施例】

A：本発明の検出原理

本発明による脈波および運動量の検出原理は以下のとおりである。

【0034】（a）光による脈検出の原理

始めに、光による血液脈動検出の原理について説明する。

【0035】薄い膜に光を照射した場合、入射光と透過光の比は、物質の濃度と光路長に比例した分だけ減少する。このことは、「ランパートペール」の法則として周知のことである。

【0036】この法則によれば、物質の濃度が以下のようにして求められる。

【0037】まず、図3の（a）に示すように、物質Mの濃度をC、微少光路長を ΔL 、入射光の光量を I_{in} 、物質Mの吸光係数をkとすると、次式が成立する。

【0038】

【数1】

$$I_{out}/I_{in} = 1 - kC\Delta L$$

【0039】ここで、図3の（b）に示すように、光路長を5倍すると、数1の関係は次のように変化する。

【0040】

【数2】

$$I_{out}/I_{in} = (1 - kC\Delta L)^5$$

【0041】これは、例えば図3（a）の入射光量 I_{in} が10のときに、その透過光量が9であるとすると、図3（b）の場合には、入射光量10に対して透過光量が5.9となり、すなわち、 $I_{out}/I_{in} = 0.9^5$ となることである。

【0042】したがって、任意の距離 L に対する入射光量と透過光量の関係は、数1を積分して、

【0043】

【数3】

$$\log(I_{out}/I_{in}) = (-kCL)$$

【0044】となる。この数3を変形すると、

【0045】

【数4】

$$I_{out} = I_{in} \times \exp(-kCL)$$

【0046】となり、ここから判るように、入射光量 I_{in} 、吸光係数kおよび光路長Lが一定であるなら、透過光量 I_{out} を測定することにより、物質Mの濃度変化を測定することができる。

【0047】また、透過光量に代えて物質Mで反射される反射光を測定しても、上述の場合と全く同様の原理で濃度変化が測定ができる。

【0048】さて、図4は、人の血管部分に外部から光を照射したときの吸光度の分布を示す図であり、I2は組織による吸光成分、I3は静脈血による吸光成分、I4は動脈血による吸光成分である。

【0049】この場合、組織による吸光成分I2は組織濃度が変化しないため一定である。また、静脈血による吸光成分I3も一定である。これは、静脈には脈動がなく、濃度変化がないためである。図5は、このことを示す図であり、心臓から送り出された血液の脈動が次第になくなり、静脈においては完全に消えている。

【0050】動脈血による吸光成分I4は、脈拍に対応した濃度変化があるため、吸光度が変動する。したがって、血管に光を照射して、その透過光または反射光の光量変化を測定することにより、脈拍を測定できることになる。なお、上述した測定原理については、例えば、特公平2-44534号公報にも記載されている。

【0051】ところで、人が運動しているときは、その体動の影響が静脈に及び、静脈血の流れが動的になつて、その吸光度が変動する。同様に、手足の振りによって組織が振動するため、この部分の吸光度も変動する。したがって、運動中においては、血管に照射した光の透過光や反射光の光量を単に検出しても、脈拍を検出することはできない。

【0052】（b）運動中の脈波検出の原理

次に、運動中の脈拍検出の原理を説明する。

【0053】まず、図6の曲線C1およびC2は、各々

心臓から送り出されるヘモグロビン（酸素と十分に結合したヘモグロビン：以下、酸素ヘモグロビンという）と、身体で酸素が消費され静脈を介して心臓に戻るヘモグロビン（以下、還元ヘモグロビンという）の吸光スペクトルを示しており、図示のように、波長によって吸光度が変化する。すなわち、酸素ヘモグロビンは赤外光（ピーク値940 nm）を強く吸収し、還元ヘモグロビンは赤色光（ピーク値660 nm）を強く吸収する。また、双方とも805 nm付近の光については、吸光度が同じである。

【0054】上述した両者の吸光特性の違いは、結合している酸素の量に起因しており、酸素を消費する量によって曲線C1から曲線C2に近づいていく。

【0055】ところで、人が運動すると、身体が消費する酸素量が増えるため、還元ヘモグロビンの吸光特性は酸素消費量に応じて変化する。これに対し、動脈血中のヘモグロビンの酸素結合度（すなわち、動脈血の酸素飽和度）

$$\text{受光光量} = \text{出射光量} - \text{組織による吸収量} - K_{\text{動}} \cdot (\text{動脈直流分} + \text{脈振幅} \cdot F(\theta_M)) - K_{\text{静}} \cdot \text{静脈レベル}$$

【0059】ここで、 $K_{\text{動}}$ は動脈血の吸光率、 $K_{\text{静}}$ は静脈血の吸光率、動脈直流分は動脈血のうちの直流成分（脈動しない成分）、静脈レベルは静脈血の流量である（なお、静脈に脈動成分がないことは前述したとおりである）。また、脈振幅・ $F(\theta_M)$ は動脈血の交流分であり、言い替えればヘモグロビン量の交流的な変動振幅（脈振幅）と周波数（ θ_M ）を有する周期関数である。※

$$\text{受光光量} = \text{出射光量} - \text{組織による吸収量} - K_{\text{動}} \cdot (\text{動脈直流分} + \text{脈振幅} \cdot F(\theta_M)) - K_{\text{静}} \cdot (\text{静脈レベル} + \text{脈振幅} \cdot F'(\theta_s))$$

【0062】ここで、（脈振幅・ $F'(\theta_s)$ ）は、腕振りのストロークによって変動を受けるヘモグロビン量の交流成分の振幅（腕振幅）および周波数（ θ_s ）を有する周期関数である。

【0063】さて、数6で示される受光光量を異なる2★

$$\text{受光光量} 660 = \text{出射光量} 660 - \text{組織による吸収量} 660 - K_{\text{動}} 660 \cdot (\text{動脈直流分} + \text{脈振幅} \cdot F(\theta_M)) - K_{\text{静}} 660 \cdot (\text{静脈レベル} + \text{脈振幅} \cdot F'(\theta_s))$$

【0065】

☆ ☆ 【数8】

$$\text{受光光量} 940 = \text{出射光量} 940 - \text{組織による吸収量} 940 - K_{\text{動}} 940 \cdot (\text{動脈直流分} + \text{脈振幅} F(\theta_M)) - K_{\text{静}} 940 \cdot (\text{静脈レベル} + \text{脈振幅} F'(\theta_s))$$

【0066】上述した数7および数8における添え字660、940は各々波長を示しており、添え字がついた項や係数は、その波長における値を示している。

【0067】さて、数7、数8で示される受光光量は、時間軸上では変動する周期的信号であり、以下では受光信号ということにする。今、これらの受光信号を各々フーリエ変換すると、それぞれの信号に含まれる周波数成分の振幅値が検出される。例えば、図9の(a)に示すように660 nmの波長においては、周波数 θ_M のところ

*和度）は、運動強度に関わらず一定であることが知られている。したがって、異なる波長の光を用いて測定を行えば、その測定結果を比較することにより、生体の運動強度が求められる。この場合、例えば、940 nmと660 nmの光を用いれば、運動強度の変化を大きく取り出せることができる。

【0056】次に、生体が運動をすると、その体動が血液に影響するため、血管に照射した光の透過光もしくは反射光には、体動成分に伴う脈動が重複される。したがって、重複された体動成分を識別しなければ、脈波の検出も、運動量の検出も不可能になる。以下においては、この点について考察する。

【0057】まず、光による脈波検出は、安静時においては、次のように数式化することができる。

【0058】

【数5】

【0060】次に、運動時においては、動脈にも静脈にも体動による脈動成分が重複されるから、この成分を数5に加えれば、運動時の受光光量についても数式化することができる。ここでは、運動の一例として、腕を振った場合を例にとると、次式のようになる。

【0061】

【数6】

【0064】

【数7】

30 ★5つの波長（ここでは、660 nmと940 nm）について検出した場合を数式化すると以下のようになる。

【0064】

【数7】

ろで、 $K_{\text{動}} 660 \cdot \text{脈振幅}$ 、すなわち、動脈血の脈動周波数成分における振幅が検出され、また、周波数 θ_s のところで $(K_{\text{動}} 660 + K_{\text{静}} 660) \cdot \text{脈振幅}$ 、すなわち、静脈と動脈の双方に重複された腕ストロークの周波数における振幅が検出される。そして、同図(b)に示すように、940 nmの波長においても、同じ周波数においてそれぞれの振幅が検出される。

【0068】ここで、図6の吸光度特性を鑑みれば、各波長に光に対する動脈血および静脈血の吸光度の関係

は、図8に示すようになっている。すなわち、

【0069】

【数9】

K動660<K脛660, K動940>K脛940

【0070】なる関係がある。したがって、例えば、図9に示すように、周波数成分 f_1 と f_2 の振幅が波長 660 nm のときに各々 a, b であり、また、波長 940 nm のときに各々 b, c であった場合は、 $(a/b) < (c/d)$ または $(c/a) > (d/b)$ が成り立つ。10 てば、 f_1 が動脈の周波数であり、 f_2 が脇の振りによる周波数であることが判る。

【0071】以上のようにしていずれか動脈の周波数であるかが識別されれば、その周波数を 1 分あたりに換算して脈拍が求められる。このようにして、運動中の生体から脈拍が検出される。

【0072】ここで、実験結果の一例を図10に示す。この図の (a) および (b) は、各々 660 nm および 940 nm の波長を用いて測定を行った場合の検出信号の周波数スペクトラムである。なお、この実験は、心電計をつけて脈拍周波数を予め特定できるようにし、被測定者がメトロノームに併せて一定のストロークで脇を振るようにして行った (ランニングを行うときのように脇を振った)。また、これらの図に示す S1 は、ストローク (体動) の基本周波数、S2 はストロークの第2高調波であり、M1 は血液脈動の基本周波数 (すなわち、脈拍) である。

【0073】ここで、M1 と S1 の比を、図10の (a) と (b) について比較すれば、上述した関係式から、M1 が脈拍であることが識別される。そして、このときの脈拍値は心電計による脈拍値と一致した。

【0074】(c) 運動量の検出原理

動脈周波数と体動周波数とが識別されている状態において、各周波数成分の振幅を比較することができ、これにより、生体の運動強度を検出することができる。すなわち、図9の (a)、(b) において、体動 (ストローク) の周波数 θ_s の振幅は、動脈血と静脈血による光の吸収度によって左右されるが、動脈血の吸光度は運動強度が変動しても一定であるのに対し、静脈血の吸光度は運動強度 (酸素消費度) に応じて変動するから、この関係を用い以下のようにして運動強度が求められる。

【0075】①周波数 θ_s についての振幅を、波長 660 nm または 940 nm の光について適宜サンプリングすれば、そのサンプリング値の変化の状況は運動強度を反映することになるので、生体の運動中における運動強度の変化を検出することができる。

【0076】②波長 660 nm または 940 nm の光について、周波数 θ_s と θ_m の振幅の比を比較すれば、 θ_m の振幅は運動強度によっては変化しないから、この比は運動強度を反映した値となる。したがって、この比の値の変動により、生体の運動強度の変化を検出することができる。

できる。また、この比と運動強度との関係を予め調べて記憶しておけば、この記憶内容を参照することにより、運動強度を測定することができる。

【0077】ここで、図11は、波長 660 nm の光を用いた場合の周波数 θ_s と θ_m の振幅の比 (図9の a/b に対応) の変化の実測例を示す図である。この実測においては、被測定者に所定の運動を継続させて各周波数の振幅を測定し、横軸に脈拍数をとってその比をプロットした。ここで、プロット点 (図中の黒角点) の推移は、図11の一点鎖線で示され、右上がりに次第に大きくなる傾向となるのが分かる。これは脈拍の増加は運動量の増加とみることができるので、これにより血液の酸素消費量が増えてその吸光度が高くなり、周波数 θ_s の振幅値 (図9の b に対応) が運動量の増加に伴って小さくなり、比 a/b の値が増加するから、この比の変化から比測定者の運動強度を測定することができる。

【0078】③ 805 nm 付近の波長の光を使用し、この光の受光量を参照値として用いる。すなわち、この波長においては、図6に示したように、酸素ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光度が変化しないから、この波長の光の受光信号を基準値として、他の波長の光の受光信号中の周波数 θ_s の振幅と比較すれば、その比の変化から運動強度を測定することができる。

【0079】(d) 運動中の脈波形検出の原理

前述のようにして、動脈の周波数が識別されれば、この周波数と高調波とを通過させるフィルタを用いることにより、脈波を検出することができる。

【0080】すなわち、脈波には、基本波とそれに重畠される多数の高調波とが含まれるが、これらを通過させ、他の周波数成分を通過させないフィルタを用いれば、運動している生体からも脈波を検出することができる。

【0081】B : 実施例の構成

以下、図面を参照してこの発明の実施例について説明する。

【0082】図1は、この発明の一実施例の構成を示すブロック図である。この図において、1, 2 は波長 660 nm, 940 nm のフォトカブラ型のフォトセンサである。これらセンサ 1, 2 は、図2の (a) に示すように、所定のキャップ内に配置されている。キャップは、指の先端部分に装着されるようになっており、装着状態においては、センサ 1, 2 が指の長手方向に沿って配置される。また、図2の (b) に示すように、センサ 1, 2 が指の幅方向に配置されるよう、キャップ内に取り付けるようにしてもよい。

【0083】次に、これらのセンサ 1, 2 の出力光は、血管や組織によって反射され、センサ受光部において受光される。この受光信号は、図1に示すように、各々信号 S_a, S_b として高速フーリエ変換回路 3 に入力される。高速フーリエ変換回路 3 は、信号 S_a, S_b をフー

13

リエ変換し、周波数スペクトルを得る回路である。4は比較回路であり、高速フーリエ変換回路3が送出する周波数スペクトルを一時記憶し、代表的な輝線について、その大きさを比較する。たとえば、図10(a)のS1、M1と同図(b)のS1、M1について大きさを比較する。この比較結果は、判定回路5に供給されるようになっている。判定回路5は、予め記憶された比較結果パターンに基づいていずれの周波数が脈で、いずれが体動であるかを判定する。すなわち、前述したように、図9に示す周波数成分 f_1 と f_2 の振幅 a 、 b 、 c 、 d について $(a/b) < (c/d)$ または $(c/a) > (d/b)$ が成立立てば、 f_1 が動脈の周波数であり、 f_2 が腕の振りによる周波数であると判定する。表示部6は、液晶表示器等を有しており、判定回路5の判定により、脈拍と判定された周波数 f_c を1分当たりの周波数に換算して表示する。

【0084】また、判定回路5では、比較回路4から供給される比較結果のうち、波長660nmまたは940nmの光についての、周波数S1とM1の振幅の比から運動強度の変化を測定し、その結果を示す信号を表示部6に出力するようになっている。表示部6では、運動強度の変化を、数値やグラフによって表示する。

【0085】次に、アクティブフィルタ10は、センサ1または2の出力信号S_aまたはS_bのうち、脈拍と判定された周波数 f_c とその高調波（例えば、5～6次高調波まで）を通過させるフィルタである。したがって、アクティブフィルタ10の出力信号は、ストローク成分（体動成分）が除去された脈波信号となる。

【0086】測定回路11は、アクティブフィルタ10から供給される脈波信号に基づいて種々の測定を行う回路である。例えば、2次高調波と3次高調波の振幅の比がストレスを反映するという実験があり、また、その他にも、脈波の形状の特徴から心身状態が測定できることが知られている。すなわち、測定回路11は、所定の解析方法に従って脈波を解析し、その結果を示す信号を表示部6に出力する。表示部6は、測定回路11の出力信号に基づき、その測定結果を表示する。

【0087】C: 実施例の動作

始めに、被測定者は、図2に示すキャップを指に装着し、運動（例えば、ランニング）を行う。この結果、信号S_a、S_bは、血液脈波に体動成分が重畠された信号となる。これらの信号S_a、S_bは、高速フーリエ回路3によってフーリエ変換された後、比較回路4で代表的な周波数成分の振幅について比較される。そして、判定回路5は、この比較結果に基づいて脈波と体動とを識別し、表示部6は脈波の基本周波数に対応した脈拍を表示する。また、表示部6では、脈拍値を記憶して表示し、脈波周波数が更新されるまでは、前回の記憶値を維持したまま表示を行う。さらに、表示部6では、判定回路5が判定する運動強度の変化を表示する。この結果、被測

10

20

30

40

50

14

定者の運動強度の変化を運動中に観測することができる。

【0088】一方、アクティブフィルタ10からは、脈波成分だけが抽出されて出力され、測定回路11において測定される。これにより、運動中の被測定者の脈波が検出されるとともに、脈波形状による心身状態の検出が行われる。この検出結果は、表示部6に表示されるから、運動中の心身状態（例えば、ストレス）が観測される。

【0089】ところで、比較回路4における振幅の比較は、脈波の基本波と体動の基本波との比較に限らない。例えば、脈波の基本波と体動の第2高調波とを比較したり、逆に、脈波の第2高調波と体動の基本波とを比較してもよい。要は、より明確に識別が行える波を予め特定し、その波について比較を行うように構成すればよい。

また、被測定者による体動が周期的でない場合もある。この場合には、フーリエ変換後の代表的な周波数成分が脈によるものだけになるので、脈波の識別はより容易に行える。本実施例における比較回路4は、高速フーリエ変換回路3の出力信号が1つの基本波とその高調波成分だけを含むときは、脈波だけが検出されていると判断し、その基本波を脈拍として認識するようになっている。

【0090】D: 変形例

上述した実施例には、以下のような変形が可能である。

【0091】(1) 実施例においては、センサを指先に装着して指尖脈波を検出するようにしたが、指の根元部分の血管の脈波を検出するように構成してもよい。また、とう骨動脈を検出したり、耳の血管の脈波を検出するようにしても同様の効果が得られる。また、検出部位は、動脈と静脈に光を照射することができる部分であれば、その他のいろいろ部位が可能である。

【0092】(2) センサの装着方法は、実施例において示したキャップによる装着（第2図参照）に限らない。例えば、手袋状のものや、バンド状のものを用いてセンサを装着してもよく、さらに、粘着テープ等を用いて測定部位に貼着してもよい。

【0093】(3) センサ信号の周波数解析方法は、実施例で用いた高速フーリエ変換に限らない。例えば、離散フーリエ変換や最大エントロピー法を用いてよい。要は、センサ信号に含まれる周波数成分を抽出し、その振幅の比較ができるような解析法であればよい。

【0094】(4) 実施例においては、測定光として660nm、940nmの光を用いたが、波長はこれに限らない。酸素ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの吸光度に差が生じる周波数を選べばよい。

【0095】(5) さらに、基準用の測定光として図6に示す805nmの光を用いてよい。この波長においては、図6に示したように、酸素ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光度が変化しないから、判定回路5にお

いて、この波長の光の受光信号を基準値として他の波長の光の受光信号中の周波数 θ_s (図9参照) の振幅と比較すれば、その比の変化から運動強度の絶対値を測定することができる。

【0096】(6) 本実施例においては、体動の周波数を検出することができるから、例えば、歩行やランニングを行う際の腕の振りを検出することができる。そして、腕の振りは、歩行やランニングのピッチに対応するから、体動周波数を検出することにより歩数を検出することができる。すなわち、本実施例は、万歩計として使用することもできる。

【0097】(7) アクティブフィルタ10が outputする脈波を記憶する脈波記憶部を測定回路11に設け、この脈波記憶部に記憶された脈波を表示部6に表示させるように構成することもできる。このようにすれば、脈波の形状を視覚で認識することができ、これにより、心身の状態を把握することが可能になる。

【0098】(8) 判定回路5が判定した運動強度を、一時記憶する運動強度記憶部を設け、この運動強度記憶部に記憶された運動強度 (あるいは運動強度の変化) を表示部6に表示させるように構成することもできる。このようにすれば、運動強度 (あるいはその変化) を視覚で認識することができ、これにより、心身の状態をより詳細に把握することが可能になる。

【0099】(9) 図1に示す回路全体、あるいは、回路の特定部分を測定時においてだけ駆動するように構成してもよい。すなわち、電源 (例えば、電池) の電流をスイッチによってオン/オフ制御するように構成し、測定時にスイッチをオンにして、回路全体あるいは特定部分に電源が供給されるように構成する。

【0100】また、予め設定したタイミングで測定が行われるように、間欠駆動するように構成し、測定タイミングにおいてだけ回路全体あるいは特定部分に電源が供給されるように構成してもよい。この場合、測定タイミングは、ハードウェア回路によるタイマ機能を用いて設定してもよく、また、マイクロコンピュータにプログラムして設定してもよい。

【0101】さらに、スイッチあるいは間欠駆動のいずれの場合であっても、給電の際には、パルス電流によって駆動するように構成することもできる。このようにすれば、回路の消費電流が大幅に低減する効果が得られる。

【0102】

【発明の効果】以上説明したように、この発明によれば、生体が継続した運動を行う場合であっても、脈拍や脈波を正確に検出することができ、さらに、運動中の運動強度を検出することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の一実施例の構成を示すブロック図である。

【図2】同実施例におけるセンサの装着状態を示す概略構成図である。

【図3】ランパート・ペールの法則を説明するための図である。

【図4】人体血管部に光を照射した場合の吸光度の分布を示す図である。

【図5】左心室から出て大静脈に至るまでの血液脈動の変化を示す図である。

【図6】酸素ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光度特性を示す図である。

【図7】660nmと940nmの2つの波長の測定光を用いたときに検出される血液脈動と体動の振幅を示す図である。

【図8】660nmと940nmの2つの波長の測定光を用いたときの動脈血と静脈血の吸光率の関係を示す図である。

【図9】660nmと940nmの2つの波長の測定光を用いたときに検出された2つの周波数成分のうち、いずれが血液脈動でいずれが体動であるかを示す図である。

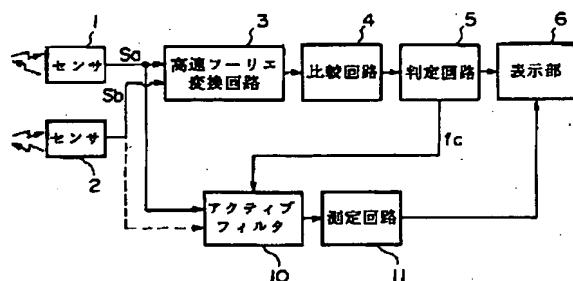
【図10】660nmおよび940nmの測定光を用いて測定を行った場合の検出信号の周波数スペクトラムを示すグラフである。

【図11】660nmの光を用いた場合の周波数 θ_s と θ_M の振幅の比の変化の実測例を示す図である。

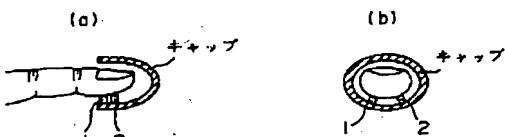
【符号の説明】

- 1, 2 センサ (光量検出手段)
- 3 高速フーリエ変換回路 (識別手段, 周波数解析手段, フーリエ変換手段)
- 4 比較回路 (識別手段, 脈動周波数特定手段)
- 5 判定回路 (識別手段, 脈動周波数特定手段, 測定手段)
- 6 表示部 (記憶手段, 表示手段, 波形表示手段)
- 10 アクティブフィルタ (フィルタ手段)
- 11 測定回路 (波形記憶手段)

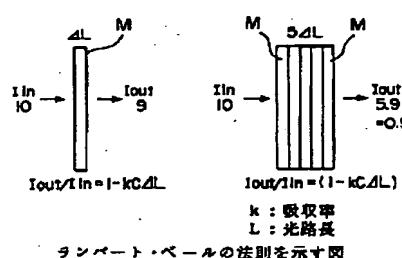
【図1】



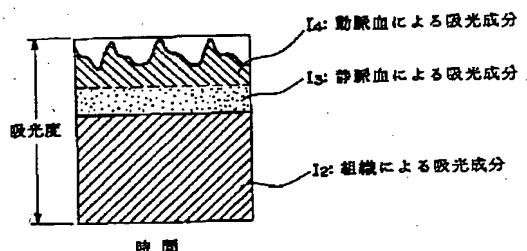
【図2】



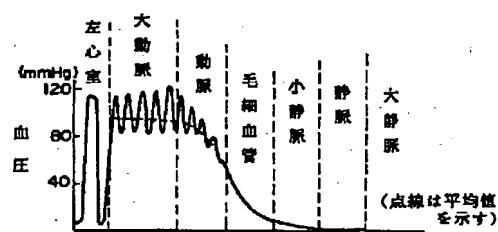
【図3】



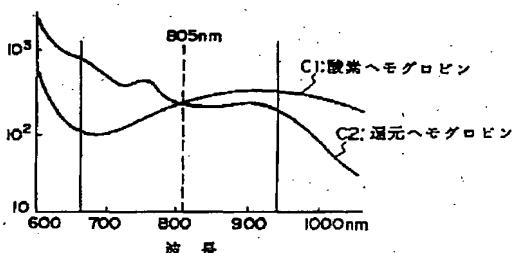
【図4】



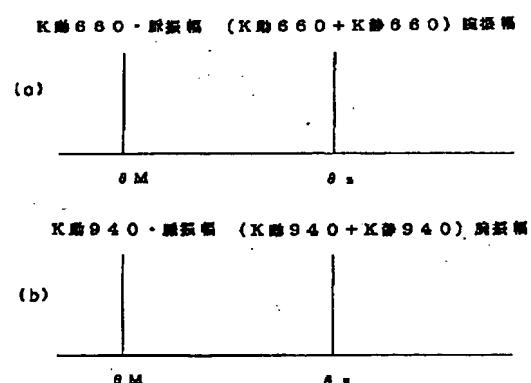
【図5】



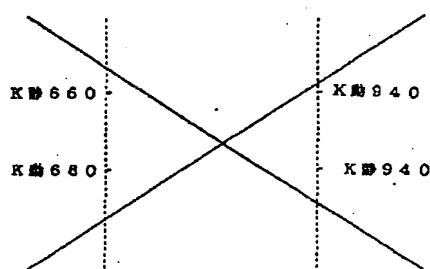
【図6】



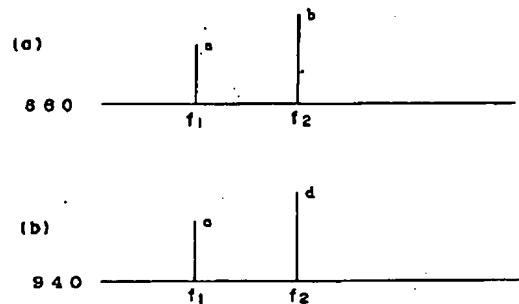
【図7】



【図8】

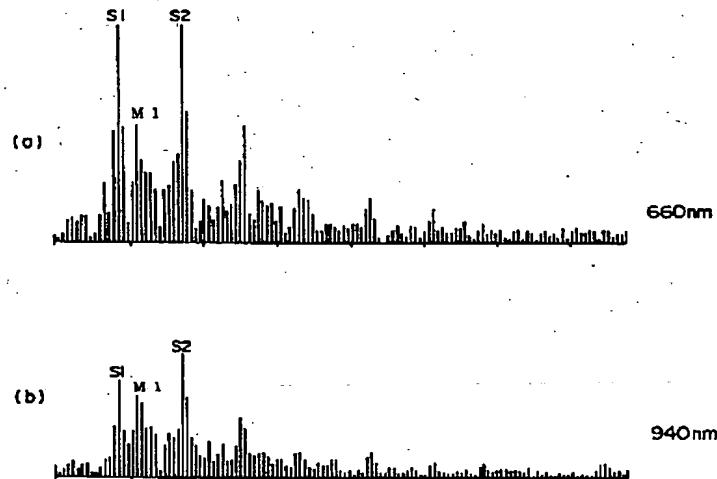


【図9】



$(a/b) < (c/d)$ または $(c/a) > (d/b)$ が成り立てば、 f_2 がストローク

【図10】



【図11】

